

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2003-19131

(P2003-19131A)

(43) 公開日 平成15年1月21日 (2003.1.21)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 6/03

識別記号

3 7 1

F I

A 6 1 B 6/03

特コード (参考)

3 7 1 4 C 0 9 3

審査請求 未請求 請求項の数11 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2001-201375(P2001-201375)

(22) 出願日 平成13年7月2日 (2001.7.2)

(71) 出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー

アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・

53188・ワウケシャ・ノース・グラントヴ

ュー・ブルバード・ダブリュー・710・

3000

(74) 代理人 100076428

弁理士 大塚 康德 (外3名)

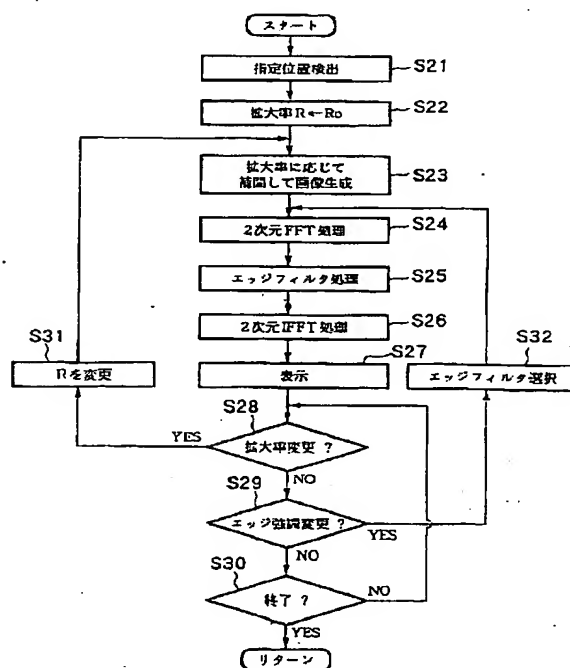
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CTシステム及び操作コンソール及びその制御方法及びコンピュータプログラム及び記憶媒体

(57) 【要約】

【課題】 被検体の位置決め等で用いる二次元X線像を表示させると共に、所望とする部位を画質劣化を最小限に抑えつつ拡大表示し、以って、診断精度を高めることが可能になる。

【解決手段】 ガントリ装置が備えるX線検出部の素子数が1000個あって、操作コンソールの表示画面に500×500程度の二次元像をスカウト像を表示する場合、初期段階では2×2のデータを用いて1表示画素を生成して表示する。そしてこの画像に対して所望とする領域を拡大させる場合には、表示されたスカウト像そのものを拡大するのではなく、その拡大率を変更する度に、実質的にガントリ装置から生データに基づく像を拡大して表示させる。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 ガントリ装置、被検体を載置するための天板を前記ガントリ装置が有する空洞部に向けて搬送する搬送装置、及び、前記ガントリ装置及び搬送装置を制御すると共に、前記ガントリ装置からのデータを受信し、X線断層像を再構成し出力する操作コンソールで構成されるX線CTシステムであって、

前記ガントリ装置が有する、X線管及びX線検出部を備える回転体を停止状態に維持したまま、前記搬送装置による天板の搬送を行わせることで、概略二次元の透過X線データを前記ガントリ装置で検出するスキャン手段と、

該スキャン手段によって得られた透過X線データに基づき、少なくとも当該透過X線データで表現される画素数よりも少ない画素数で構成される表示用二次元X線像を生成し、所定の表示装置に表示する表示手段と、
該表示手段で表示された二次元X線像中の所望とする領域の拡大率を変更される毎に、前記スキャン手段によって得られた、前記ガントリ装置からの透過X線データを用いて拡大処理後の表示用二次元X線像を生成し、前記表示装置に表示させる拡大制御手段とを備えることを特徴とするX線CTシステム。

【請求項2】 前記表示手段で表示する所定サイズは、前記ガントリ装置からの透過X線データを水平・垂直とも1/2の画素数の二次元X線像を生成し、表示することを特徴とする請求項第1項に記載のX線CTシステム。

【請求項3】 前記拡大制御手段は、更に、拡大率に応じたエッジ強調フィルタを用いてエッジ強調するエッジ強調手段を含み、当該エッジ強調手段でエッジ強調された表示用二次元X線像を前記表示装置に表示することを特徴とする請求項第1項乃至第2項のいずれか1項に記載のX線CTシステム。

【請求項4】 前記エッジ強調フィルタは、拡大率が高い程、エッジ強調の度合を大きくすることを特徴とする請求項第3項に記載のX線CTシステム。

【請求項5】 更に、前記表示手段或いは前記拡大制御手段で表示された後の二次元X線像に対して、所望とするエッジ強調度を有するフィルタを用いてエッジ強調する第2のエッジ強調手段とを備えることを特徴とする請求項第1項乃至第3項のいずれか1項に記載のX線CTシステム。

【請求項6】 前記スキャン手段は、前記ガントリ装置が有する、X線管及びX線検出部を備える回転体の回転駆動と、前記搬送装置による天板の搬送によるX線断層像を行うスキャン範囲を設定するための位置決め用像を得るための手段であることを特徴とする請求項第1項に記載のX線CTシステム。

【請求項7】 前記スキャン手段は、更に、前記ガントリ装置からの透過X線データを保存する保存手段を含

2

み、

前記表示手段、及び、前記拡大制御手段は、通常のX線断層像を得るためのスキャンの後に起動可能とすることを特徴とする請求項第6項に記載のX線CTシステム。

【請求項8】 ガントリ装置、被検体を載置するための天板を前記ガントリ装置が有する空洞部に向けて搬送する搬送装置を制御すると共に、前記ガントリ装置からのデータを受信し、X線断層像を再構成し出力するX線CTシステムにおける操作コンソールであって、

前記ガントリ装置が有する、X線管及びX線検出部を備える回転体を停止状態に維持したまま、前記搬送装置による天板の搬送を行わせることで、概略二次元の透過X線データを前記ガントリ装置で検出するスキャン手段と、

該スキャン手段によって得られた透過X線データに基づき、少なくとも当該透過X線データで表現される画素数よりも少ない画素数で構成される表示用二次元X線像を生成し、所定の表示装置に表示する表示手段と、
該表示手段で表示された二次元X線像中の所望とする領域の拡大率を変更される毎に、前記スキャン手段によって得られた、前記ガントリ装置からの透過X線データを用いて拡大処理後の表示用二次元X線像を生成し、前記表示装置に表示させる拡大制御手段とを備えることを特徴とするX線CTシステムの操作コンソール。

【請求項9】 ガントリ装置、被検体を載置するための天板を前記ガントリ装置が有する空洞部に向けて搬送する搬送装置を制御すると共に、前記ガントリ装置からのデータを受信し、X線断層像を再構成し出力するX線CTシステムにおける操作コンソールの制御方法であって、

前記ガントリ装置が有する、X線管及びX線検出部を備える回転体を停止状態に維持したまま、前記搬送装置による天板の搬送を行わせることで、概略二次元の透過X線データを前記ガントリ装置で検出するスキャン工程と、

該スキャン工程によって得られた透過X線データに基づき、少なくとも当該透過X線データで表現される画素数よりも少ない画素数で構成される表示用二次元X線像を生成し、所定の表示装置に表示する表示工程と、

該表示工程で表示された二次元X線像中の所望とする領域の拡大率を変更される毎に、前記スキャン手段によって得られた、前記ガントリ装置からの透過X線データを用いて拡大処理後の表示用二次元X線像を生成し、前記表示装置に表示させる拡大制御工程とを備えることを特徴とする操作コンソールの制御方法。

【請求項10】 ガントリ装置、被検体を載置するための天板を前記ガントリ装置が有する空洞部に向けて搬送する搬送装置を制御すると共に、前記ガントリ装置からのデータを受信し、X線断層像を再構成し出力するX線CTシステムにおける操作コンソール用のコンピュータ

3

プログラムであって、
前記ガントリ装置が有する、X線管及びX線検出部を備える回転体を停止状態に維持したまま、前記搬送装置による天板の搬送を行わせることで、概略二次元の透過X線データを前記ガントリ装置で検出するスキャン工程のプログラムコードと、

該スキャン工程によって得られた透過X線データに基づき、少なくとも当該透過X線データで表現される画素数よりも少ない画素数で構成される表示用二次元X線像を生成し、所定の表示装置に表示する表示工程のプログラムコードと、

該表示工程で表示された二次元X線像中の所望とする領域の拡大率を変更される毎に、前記スキャン手段によって得られた、前記ガントリ装置からの透過X線データを用いて拡大処理後の表示用二次元X線像を生成し、前記表示装置に表示させる拡大制御工程のプログラムコードとを備えることを特徴とする操作コンソール用のコンピュータプログラム。

【請求項11】 請求項10に記載のコンピュータプログラムを格納することを特徴とする記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明はX線CTシステム及び操作コンソール及びその制御方法及びコンピュータプログラム及び記憶媒体に関するものである。

【0002】

【従来の技術】X線CT(Computerized Tomography)システム及び装置は、大別すると、ドーナツ状の空洞部を有する装置（一般に、ガントリ装置と呼ばれている）、ガントリ装置に対して各種制御信号を与えると共にガントリ装置より得られた信号（データ）に基づいてX線断層像を再構成し、表示する操作コンソール（端末）、そして、被検体（被検者）を固定支持すると共にガントリ装置の空洞部に向けて搬送するための搬送装置で構成される。

【0003】ガントリ装置は、上記空洞部を挟んで設けられたX線発生源（X線管）とこのX線発生源より照射されたX線を検出する検出部とを内蔵する回転部を備える。

【0004】実際に、スキャンする場合には、被検体を搬送装置上に横たえさせて、ガントリ装置の空洞部に向けて搬送する（この搬送方向を一般にZ軸という）。そして、ガントリ装置の回転部を回転駆動させると共にX線管を駆動することで、被検体に対する異なる方向でのX線の照射及び被検体を透過してきたX線の検出を検出部で行う。操作コンソールでは、上記のようにして、ガントリ装置より転送されてきた透過X線強度に対応するデータを受信し、これに基づいて、算術的に被検体の断層面におけるX線減衰率に応じた画像を生成することになる。なお、この再生される像は一般にX線断層像と呼

4

ばれ、X線断層像を再生する処理はX線断層像を再構成する、もしくは単に再構成する、と呼ばれる。

【0005】上記のスキャンを行う以前に、被検体のどの範囲（Z軸における範囲）に対して行うか計画する作業が必要になる。被検体のスキャンすべき範囲を正確にする手法として、ガントリ装置のX線管を例えば被検体の真上（検出部が被検体の真下）になる位置に固定し、この状態のまま被検体をZ軸方向に搬送してスキャン

（以下、スカウトスキャンという）を行い、位置決めX線像（以下、スカウト像という）を得ることで実現する手法が挙げられる。すなわち、このスカウト像を表示することで、被検体の診察部位がわかるので、後は、その部位を含む範囲を設定して、X線断層像を再構成するためのスキャン（以下、本スキャンという）を行えばよい。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】本発明者等は、かかるスカウト像を単なる位置決めのために用いるのではなく、診断にも活用することを考えたが、同時に、その場合に解決しなければならない問題点を見出した。

【0007】最大の問題点は、これまでのスカウト像は、上記の通り、専らスキャンする部位の決定の為にしか用いられておらず、その像の画質（分解能）は高くなかったことである。画質が高くない理由を以下に簡単に説明する。

【0008】一般に、ガントリ装置が有する検出部はその回転方向に複数のX線検出素子を一列、或いは複数列備えるが、各X線検出素子間の距離は約0.5mmとなっている。換言すれば、再構成されるX線断層像は0.5mmの分解能を有することになる。

【0009】しかし、スカウト像の目的は先に説明したように、スキャンする部位や範囲を決定するものであり、それほど分解能は必要としない。また、操作コンソールの表示画面には、幾つものユーザインタフェースに相当する各種操作ボタン等が表示されているので、スカウト像を表示可能な領域も限られている。

【0010】したがって、限られた表示領域に、スカウト像全体を表示するには、どうしても隣り合ったX線検出素子のデータを加算平均して1つの表示画素を生成し、表示する画像を構成する画素数を減らす、すなわち、検出部の本来の分解能より低くする必要があった。

【0011】上記の場合、水平及び垂直の2×2のX線検出素子のデータを加算平均するわけであるから、表示するスカウト像の分解能は1mmとなる。これがスカウト像の分解能が低くなる理由である。また、スカウト像を診断に活用する場合、当然、着目している箇所を拡大したいという要望に応える必要がある。しかし、上記の理由により、例え拡大したとしても、元々のスカウト像の分解能が低いので、画像のエッジ部分の段差（ぎざぎざ）が目立ち、正確な診断の妨げとなる。

5

【0012】本発明はかかる課題に鑑みなされたものであり、X線CTシステムにおいて、被検体の位置決め等で用いる二次元X線像を、診断にも活用しえる程度の画質で提供することを可能ならしめるX線CTシステム及び操作コンソール及びその制御方法及びコンピュータプログラム及び記憶媒体を提供しようとするものである。

【0013】

【課題を解決するための手段】この課題を解決するため、例えば本発明のX線CTシステムは以下の構成を備える。すなわち、ガントリ装置、被検体を載置するための天板を前記ガントリ装置が有する空洞部に向けて搬送する搬送装置、及び、前記ガントリ装置及び搬送装置を制御すると共に、前記ガントリ装置からのデータを受信し、X線断層像を再構成し出力する操作コンソールで構成されるX線CTシステムであって、前記ガントリ装置が有する、X線管及びX線検出部を備える回転体を停止状態に維持したまま、前記搬送装置による天板の搬送を行わせることで、概略二次元の透過X線データを前記ガントリ装置で検出するスキャン手段と、該スキャン手段によって得られた透過X線データに基づき、少なくとも当該透過X線データで表現される画素数よりも少ない画素数で構成される表示用二次元X線像を生成し、所定の表示装置に表示する表示手段と、該表示手段で表示された二次元X線像中の所望とする領域の拡大率を変更される毎に、前記スキャン手段によって得られた、前記ガントリ装置からの透過X線データを用いて拡大処理後の表示用二次元X線像を生成し、前記表示装置に表示させる拡大制御手段とを備える。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、添付図面に従って本発明に係る実施形態を詳細に説明する。

【0015】図1は、実施形態におけるX線CTシステムのブロック構成図である。図示の如く、システムは、被検体へのX線照射と被検体を透過したX線を検出するためのガントリ装置100と、ガントリ装置100に対して各種動作設定を行うと共に、ガントリ装置100から出力されてきたデータに基づいてX線断層像を再構成し、表示する操作コンソール200により構成されている。

【0016】ガントリ装置100は、その全体の制御を司るメインコントローラ1を始め以下の構成を備える。

【0017】2は操作コンソール200との通信を行うためのインタフェース、3は天板12上に横たえた被検体（被検者）を搬送するための空洞部を有する回転体であり、内部には、X線発生源であるX線管4（X線管コントローラ5により駆動制御される）、X線の照射範囲を画定するスリットを有するコリメータ6が設けられている。また、X線管4とコリメータ6との間には、フィルタ7が設けられている。なお、このフィルタ7は、エネルギーの低いX線（波長の長いX線）ほど減衰させ

6

るものであり、被検体の被曝量を減らす目的で用いられるものである。

【0018】また、回転体3には、被検者を透過したX線を検出する検出素子が図示の如く回転体の空洞部の円周に沿って複数個（概ね1000個）を有するX線検出器である検出部8、及び検出部8より得られたデータを収集するデータ収集部9も備える。X線管4と検出部8は互いに空洞部分を挟んで対向する位置に設けられ、その関係が維持された状態で回転体3に保持され回転するようになっている。この回転は、モータコントローラ11からの駆動信号により駆動される回転モータ10によって行われる。また、被検体を乗せる天板12は、被検体の体軸方向（Z軸方向）の搬送がなされるが、その駆動は天板モータ13によって行われる。これら、天板12、天板モータ13及び天板モータ14は被検体を搬送する搬送装置110を構成する。

【0019】なお、検出部8は、検出素子が1列、或いは多列のいずれでも構わない。1列の検出素子群で構成されるシステムをシングルスライスX線CTシステムと言い、多列の場合をマルチスライスX線CTシステムと言う。実施形態では、説明を簡単にするため、シングルスライスX線CTシステムとして説明するが、勿論、マルチスライスX線CTシステムでも構わない。

【0020】メインコントローラ1は、I/F2を介して受信した各種コマンドの解析を行い、それに基づいて上記のX線管コントローラ5、モータコントローラ11、天板モータコントローラ14に対し、各種制御信号を出力することになる。また、メインコントローラ1は、データ収集部9で収集されたデータを、I/F2を介して操作コンソール200に送出する処理も行う。

【0021】一方、操作コンソール200は、所謂ワークステーションであり、図示に示す如く、装置全体の制御を司るCPU51、ブートプログラムやBIOSを記憶しているROM52、主記憶装置として機能するRAM53を始め、以下の構成を備える。

【0022】HDD54は、ハードディスク装置であって、ここにOS、ガントリ装置100に各種指示を与えたり、ガントリ装置100より受信したデータに基づいてX線断層像を再構成するための診断プログラム、更に、詳細については後述するエッジ強調フィルタが複数個格納されている。

【0023】VRAM55は表示しようとするイメージデータを展開するメモリであり、ここにイメージデータ等を展開することでCRT56に表示させることができる。57及び58は、各種設定を行うためのキーボード及びマウスである。また、59はガントリ装置100と通信を行うためのインタフェースである。

【0024】さて、上記構成におけるX線CTシステムにおいて、被検体を天板12上に横たえさせ、設定したスケジュール（被検体の搬送方向に対して、どの範囲の

7

断層像をどのようにして再構成するか等)に従って、天板12の搬送、回転体3の回転、X線管4の駆動を行うことになるが、本発明は、それ以前に行われる位置決めX線画像を得るスカウトスキャンに特徴があるので、それについて説明する。

【0025】スカウトスキャンとは、ガントリ装置100におけるX線管4が被検体の例えば真上に位置した状態のまま、すなわち、回転体3を固定にしたままX線天板12をZ軸方向に移動させるスキャンである。より詳しくは、回転体3を固定維持しつつ、天板12を移動させると共にX線管4を駆動し、検出部8より1次元の透過X線強度を順に得、それを連続して得ることで被検体の二次元X線透過像を得るスキャンを言う。

【0026】説明を簡単にするため、実施形態における検出器8は、検出素子が一列(シングルスライスX線CT)で、その検出素子の個数が1000個(1000チャンネル)、各検出素子間隔が0.5mmで、Z軸方向の検出可能な範囲も0.5mmであるとして説明する。また、操作コンソール200のCRT56の表示能力は、水平方向に1024ドット、垂直方向に768ドットであるとする。なお、これらの数値によって本願発明が限定されるものではない。

【0027】さて、かかる条件下において、スカウトスキャンを行う場合には、Z軸方向での開始位置と終了位置を設定する。この設定は、通常ガントリ装置100が備えるポジショニングライトを用いて設定すれば良い。そして、操作コンソール200を操作して、ガントリ装置100の回転体3を固定させる制御指令を発行する。その後、X線管4を駆動させる指令を発すると共に、搬送装置110のZ軸方向への移動を開始させる指令を発生する。この結果、ガントリ装置100からは、Z軸に対して0.5mm間隔毎に1000個の透過X線の強度を示すデータが、操作コンソール200に転送されてくる。操作コンソール200のCPU51はこのデータをインタフェース59を介して受信し、HDD54に格納していく。図2は、HDD54に格納されるデータの概念図である。

【0028】さて、HDD54に格納されたデータ(生データ)をそのままCRT56に表示することはできない。理由は2つある。

【0029】1つは、ガントリ装置100のデータ収集部9で得られたデータには、フィルタ7の影響、検出部8を構成する個々の検出素子の感度特性が一律ではないので、その影響を受けているままであるのが理由である。もう1つは、表示画面の水平方向1024ドットの解像度を持っているとしても、実際には、各種メニューや、X線断層像を得るためのスキャン範囲を決定するためのスケールや操作アイコン等を表示するため、スカウト像を表示可能な領域(特に水平方向のドット数)は1000画素分確保できず、せいぜいが500×500ド

8

ット程度しか確保できない、という理由である。

【0030】前者の問題については各種補正処理(前処理)を行うことになる。また、後者の問題については例えば2チャンネル×2ライン分の4つのデータの補正後のデータを用いて1表示画素(例えば平均値)を生成して、表示画像生成する処理を行うことになる。

【0031】この結果、例えばCRT56の表示画面には500ドット×500ドット程度のスカウト画像を表示させることができるようになる。この表示精度は、その後のX線断層像を得るためのスキャン(本スキャン)のZ軸方向の範囲を設定するには十分な精度である。しかし、その一方で、本発明は、このスカウト像を診断にも利用することを目的の1つとしており、それ故、所望とする箇所(FOV=Field Of View)を拡大可能であり、且つ、その拡大時においても診断に充分に耐えうる品質を確保させなければならない。

【0032】拡大処理する場合、スカウト像をそのまま拡大してしまうと、そのFOVの領域は拡大され見やすい環境を提供することが可能となるが、画像のエッジのぎざぎざが逆に目立つことになり、正確な診断を行うことはできない。拡大したとしても分解能が向上するわけではないからである。

【0033】そこで、本実施形態では、次のようにして、かかる問題を一掃する。

【0034】上記の最初に表示されるスカウト像(500×500ドット)は、要するにガントリ装置100からのデータ(1000チャンネル=1000画素分のデータ)を水平、垂直に1/2に間引きしたのと実質的に等価である。換言すれば、スカウトスキャンして得られたデータは、潜在的に0.5mmの分解能を備えていることになるから、実施形態では、これを基準に、各拡大率に応じた拡大画像を生成する。これにより、これまでの拡大処理よりも明瞭で分解能の高い画像を表示できる。つまり、本実施形態では、スカウト像中の所望とする領域を拡大できるようにすると共に、その拡大処理後の画像をスカウトスキャンした後の生データ(実際は先に説明したように各種補正処理を行った後のデータ)を活用(補間処理等を含む)して生成し、表示する。

【0035】また、拡大率を高くするということは、より小さな箇所を確認(観察)したい、という操作者の意思の現れであるから、表示画像のエッジはより強調することが望ましい。このため、本実施形態では、前処理後の生データを補間処理すると共に、拡大率に応じたエッジ強調処理を予め用意しておき、拡大率が高い程、よりエッジを強調するフィルタを用いるようにした。

【0036】エッジ強調フィルタの例とその動作概要を説明すると次の通りである。

【0037】エッジ強調フィルタとしては、図3の符号31で示す、3×3のマトリクスフィルタを用いる(勿論それ以上のサイズのマトリクスでも構わない)。ま

た、図示の30は、線形補間によって拡大処理された画像中の或る3×3画素ブロックの画素値データを示している。補間処理後の注目画素の値（エッジ強調前の注目画素値）を図示の如く X_0 とし、その周囲の8画素の値を X_i ($i=1, 2, \dots, 8$)で表現すると、図示のフィルタを用いた場合の注目画素の強調処理後の値 X_0' は、以下のようにして算出できる。

$$X_0' = 9 \times X_0 + \sum (-1) \times X_i$$

異なるエッジ強調特性を有するエッジ強調フィルタは、注目画素に乗算する値をA（図示の場合は“9”）、周辺画素に乗算する値をB（図示の場合は“-1”）としたとき、次式を満足するような値A（>0）、B（<0）（A、Bは小数点を許容する）を有するフィルタをいくつも用意すればよい。

$$A + B \times 8 = 1$$

因にAの値が大きいほどエッジ強調の度合いが大きくなる。また、ここで示したA、Bは整数である必要もなく、小数点を持つ数値を含むものである。

【0038】上記実施形態における動作をまとめると、実施形態におけるX線CTシステムは以下のような手順で動作すればよいであろう。なお、以下の説明でエッジ強調フィルタを F_j として表現し、「j」が大きいほどエッジ強調の度合いが大きいことを示すものとする。

【0039】図4は実施形態における操作コンソール200のCPU51の動作処理手順を示している。

【0040】先ず、ステップS1でスカウトスキャンする範囲を設定する。次いでステップS2に進み、先ず、ガントリ装置100に対し、X線管4が回転円周上の所定の位置（例えば、被検体に対して真上となる位置）で固定になるよう指示を与え、更に、X線管4の駆動及び搬送装置110への駆動開始指示を与え、スカウトスキャンを開始させる。

【0041】これによって、ガントリ装置100からは各Z位置（実施形態では0.5mm）間隔毎に、1000チャンネル分のデータが送られてくるので、ステップS3で受信し、HDD54に格納する。以下、ステップS4でスカウトスキャンが完了したと判断するまで、ステップS3の受信処理を行う。

【0042】さて、一連のスカウトスキャンの生データの受信を終えると、処理はステップS5に進み、受信した生データに対して前処理（補正処理）を行い、その補正後のデータをHDD54に格納する。

【0043】次いで、ステップS6に進み、補正後のデータに基づいてスカウト像を生成し、それをVRAM55に展開して表示することになる。初期状態では、補正後の2×2のデータの平均値（2×2のブロックの中心位置における補間データを得て）を算出して1表示画素を生成し、その生成された画素を順次VRAM55に展開する処理を行うことになる。

【0044】次いで、ステップS7において、操作者の

指示入力来判断する。ここで、X線断層像を得るためのZ軸におけるスキャン範囲の設定であると判断した場合には、ステップS8に進み、その範囲の設定等のスキャン計画を行う処理に移り、ステップS9で通常のスキャン及びX線断層像の再構成処理及び出力（表示又は／及びプリント）を行う。なお、ステップS8、S9の処理は公知であるので、その詳細は省略する。

【0045】一方、スカウト像を表示させた状態で、操作者が或る箇所を拡大させるための操作を行ったと判断した場合、ステップS10に進んで、実施形態におけるFOV拡大処理を行う。

【0046】なお、拡大箇所の設定は、例えばマウス58を用いて、スカウト像中の何れかの点が指定されたとき、その指定位置が、拡大する領域の中心位置として指定されたものとして扱う。そして、直前に表示されていたスカウト像に代わって、初期拡大率（ R_0 ）で拡大して表示する。この後の画像の拡大率の変更は、スクロールバー（不図示）をマウス58で操作することで、その指定された位置を中心として拡大処理を行うことになる。

【0047】但し、拡大する箇所の指定及び拡大率の変更は、上記に限定されるものではない。例えば、マウス58の左ボタンクリックされた場合に拡大処理、右ボタンがクリックされた場合に直前の拡大率（縮小処理）として機能するようにしても良いし、表示画面に「拡大」ボタン、「縮小」ボタンを用意し、いずれかが選択された場合に、その後で入力される位置に対する処理を、選択されたボタンの種類によって決定するようにしてもよい。

【0048】実施形態におけるFOV拡大処理（ステップS10）は、例えば図5に示す手順に従って動作するようにした。

【0049】先ず、ステップS21で、スカウト像中のマウス58で指定された位置を検出する。次いで、ステップS22で、拡大率Rを初期値 R_0 にする。 R_0 は、スカウト像に対して1.5倍程度（補正処理後の生データの0.75倍）が妥当であるが、勿論それ以外でも構わない。

【0050】次いで、ステップS23で、指定された領域内の生データ（補正処理後のデータ）を拡大率Rに応じて補間処理し、表示用の画像データを生成し、その結果を一旦HDD54に格納しておく。その後、ステップS24に進み、HDD54に保存した画像に対して周波数空間のフィルタリング処理するため、二次元高速フーリエ変換処理を行う。この後、ステップS25で、拡大率Rに応じたエッジ強調処理を行い、ステップS26で二次元高速逆フーリエ変換処理を行ってからステップS27でその結果を表示する。

【0051】ステップS28～ステップS30では、倍率変更の指示があるか、エッジ強調の度合いの変更指示が

あるか、或いは、本処理を終了する旨の指示があるかを判断する。

【0052】ここでエッジ強調の度合の変更指示（例えば、スクロールバーのようなユーザインタフェースで実現する）があった場合には、ステップS32に進み、従前のエッジ強調フィルタ選択変数*i*を、指示にしたがって増減させ、ステップS24に戻る。エッジ強調の度合を変更する場合、拡大倍率は維持されたままであるので、ステップS23の処理で生成された画像データはそのまま活用できる。ステップS23において、生成した画像データをHDD54に保存するのはこのためである。

【0053】一方、倍率*R*の変更指示があった場合、ステップS28からステップS31に進み、指示にしたがって倍率*R*を変更し、ステップS23に戻る。したがって、倍率変更された場合には、補正処理後の生データを用いて再度拡大処理することになる。

【0054】拡大率変更直後に使用するエッジ強調フィルタを特定する変数*i*を決定する関数*f*としては、 $f(R) = \text{Int}(R/T)$ という関数で十分である。ここで、 $\text{Int}(x)$ は*x*の整数を返す関数であり、*T*は定数である。例えば、*T*=0.5とする場合、倍率が0.5倍単位に変化する毎に、その関数*f*の演算結果とする値0、1、2…を返すことになる。ただし、この場合、0.5倍単位にフィルタが決定されるが、必ずしも等間隔にする必要はない。例えば、倍率と使用するフィルタ番号をテーブル化してHDD54に保存すると共に、好みに応じて、このテーブルを編集できるようにしても良いであろう。

【0055】以上の如く、拡大率及びエッジ強調はそれぞれ単独で変更できると共に、拡大率を変更した直後におけるエッジ強調は、デフォルトとしてその変更後の拡大率に適したエッジ強調フィルタ処理後の画像が表示されることになる。

【0056】以上説明したように本実施形態によれば、スカウト像を表示させた後における所望とする領域を拡大させる場合、その拡大画像は、表示されたスカウト像ではなく、ガントリ装置100が有する検出部8の全チャンネルのデータに基づいて作成された画像であるので、これまでよりもより高い分解能を有する画像として表示させることができるようになる。

【0057】なお、実施形態では、X線の検出部8のチャンネル数が1000で、スカウト像（及びその拡大像）を表示する表示領域を500×500として説明して説明したが、これらの値によって本発明が限定されるものではない。

【0058】また、実施形態では、拡大率を変更する度に、前処理後（補正処理後）のデータを用いるようにしたが、ガントリ装置からの生データを用いてその都度前処理を行うようにしても構わない。但し、倍率変更によ

影響を受けない処理については、一度だけ行なって結果を保存することで、処理を簡略化できるようになり、しかも、倍率変更時のレスポンスを良くすることも可能になる。

【0059】また、実施形態では、スカウトスキャンを、被検体の真上にX線管を固定するとして説明したが、二次元的なX線像を得るものであれば、かかるX線位置に限定されるものではない。

【0060】＜第2の実施形態の説明＞上記実施形態（第1の実施形態）では、処理の流れとしては、スカウトスキャンし、その後で必要であればFOV拡大処理を行い、その後でX線断層像を得るための通常のスキャンを行うものであった。しかしながら、X線断層像を得るためのスキャンした後に、第1の実施形態で説明したFOV拡大処理するようにしても良い。この例を第2の実施形態として以下に説明する。

【0061】システム構成は第1の実施形態と同じであるので、以下では、そのメイン処理について説明する。

【0062】図6は、図4に代わる処理手順を示すフローチャートである。図4と異なるのは、図4におけるステップS7、S10に相当する処理が、X線断層像を得るためのスキャン、再構成、及び出力処理（ステップS9）を行った後に行われる点にある。したがって、図6におけるステップS1乃至S6、8、9についての説明は省略する。

【0063】ステップS41、S42で、スカウトスキャンによって得られた二次元像のFOVの指定及び拡大処理を行うか否か、処理を終了するか否かの指示を待つ。

【0064】スカウトスキャン像の拡大処理が指示された場合には、ステップS43に進み、まず、ステップS5で保存していた前処理後の生データを読み込み、ステップS44で初期状態のスカウト像の生成及び表示を行う。この後、ステップS45でFOV拡大処理を行う。このステップS45における処理内容は、図5に示した手順に沿って行われるので、その説明は省略する。

【0065】以上の結果、X線CTシステムにおいて、通常のスキャン及びX線断層像の出力を行った後でも、初期の位置決め像に基づいて二次元平面のスカウト像に基づくFOVの拡大処理（エッジ強調処理を含む）を行うことが可能となる。

【0066】特に、上記第1、第2の実施形態におけるFOV拡大処理は、被検体の尿路造影等の診断に有効に活用できる。

【0067】なお、上記第1、第2の実施形態の説明から明らかなように、上述した各実施形態を実現するための主要部分は、操作コンソール200である。すなわち、ガントリ装置、搬送装置110は既存のハードウェアをそのまま採用できる。操作コンソール200は先に説明したように、ワークステーションやパーソナルコン

13

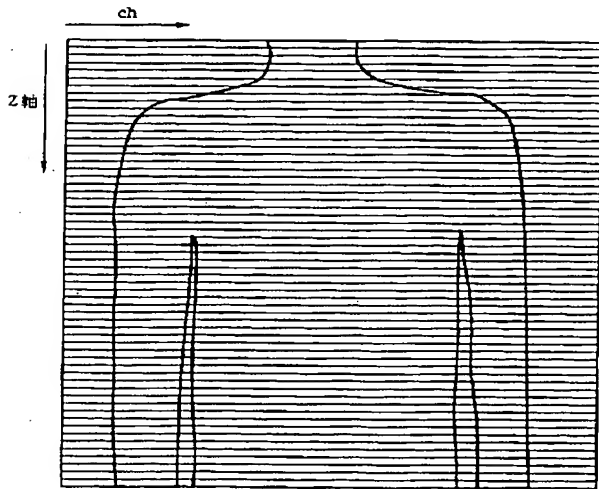
ピュータ等の汎用情報処理装置で実現できるものであるから、本発明は汎用情報処理装置上で実行可能なソフトウェア（コンピュータプログラム）で実現できる。また、ソフトウェアを装置にインストールするためには、そのソフトウェアを記憶する記憶媒体を装置に読み取らせることで実現できる。かかる記憶媒体としては、フロッピー（登録商標）ディスクやCDROM、メモ리카ードといったものがある。従って、かかる記憶媒体も本願発明の範疇にある。

【0068】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、被検体の位置決め等で用いる二次元X線像を表示させると共に、所望とする部位を画質劣化を最小限に抑えつつ拡大表示し、以って、診断精度を高めることが可能になる。

*

【図2】



14

* 【図面の簡単な説明】

【図1】実施形態におけるX線CTシステムのブロック構成図である。

【図2】実施形態におけるスカウトスキャンによって得られるデータの概念図である。

【図3】実施形態における画像データに対する、エッジ強調フィルタによるエッジ強調処理を説明するための図である。

【図4】実施形態における操作コンソールの動作処理手順を示すフローチャートである。

【図5】図4におけるFOV拡大処理の内容を示すフローチャートである。

【図6】第2の実施形態における操作コンソールの動作処理手順を示すフローチャートである。

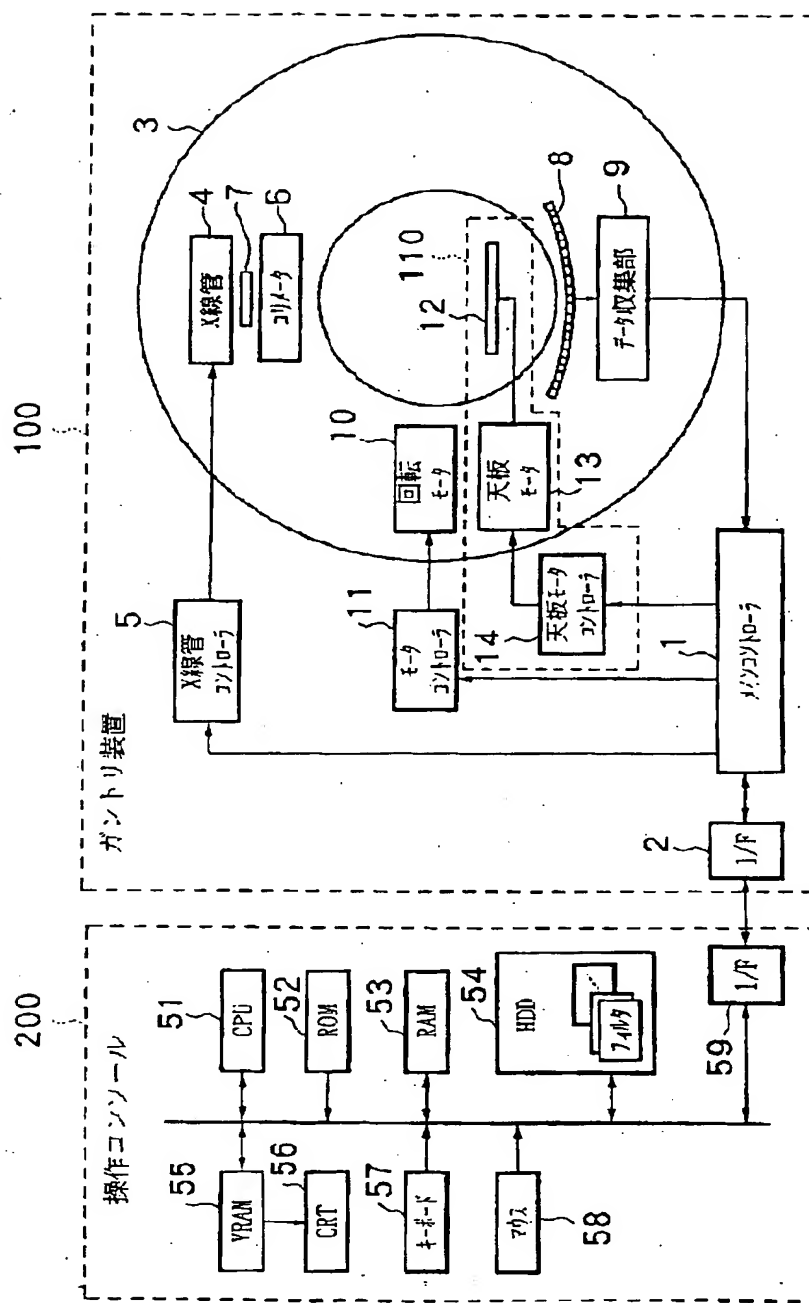
【図3】

30			31		
X ₁	X ₂	X ₃	-1	-1	-1
X ₄	X ₀	X ₅	-1	9	-1
X ₆	X ₇	X ₈	-1	-1	-1

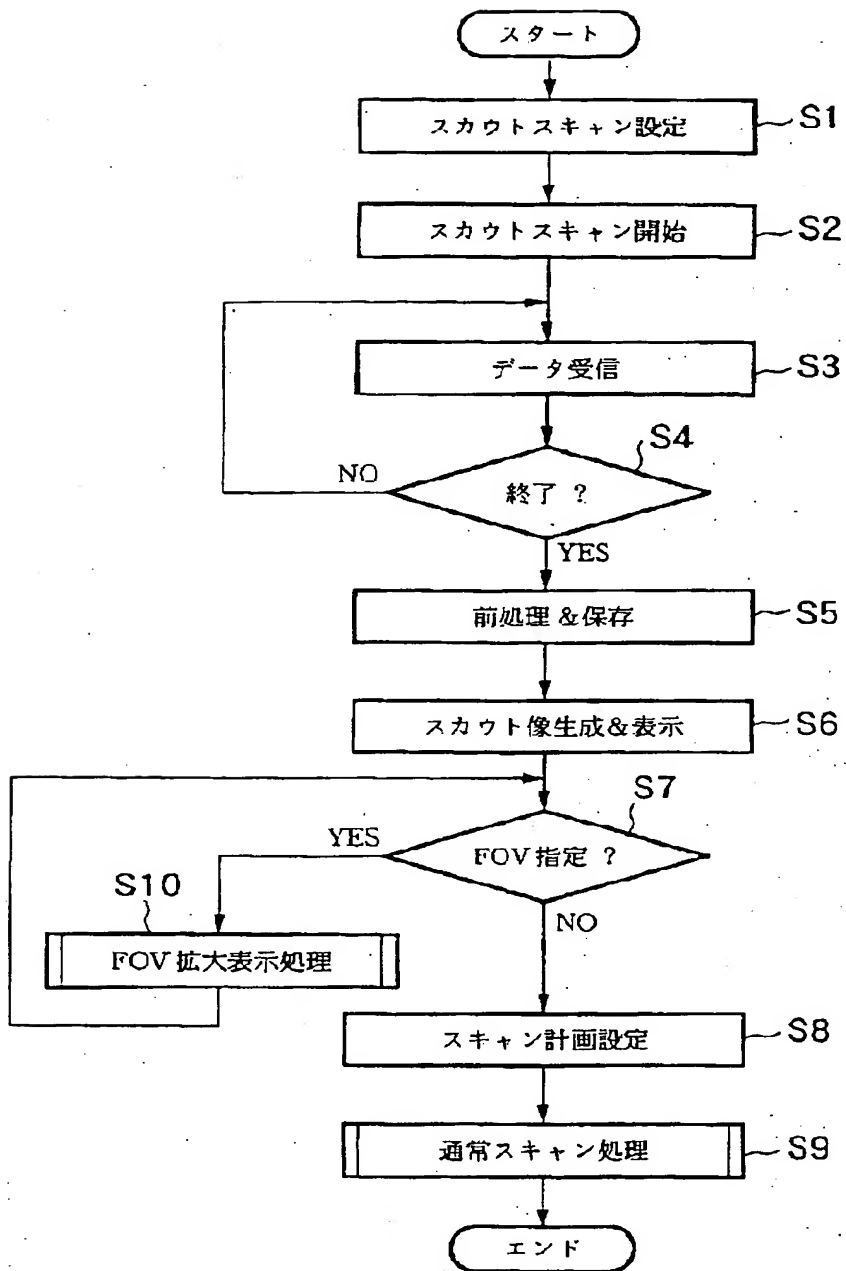


$$X_0' = 9 \cdot X_0 + \sum_{i=1}^8 (-1) \cdot X_i$$

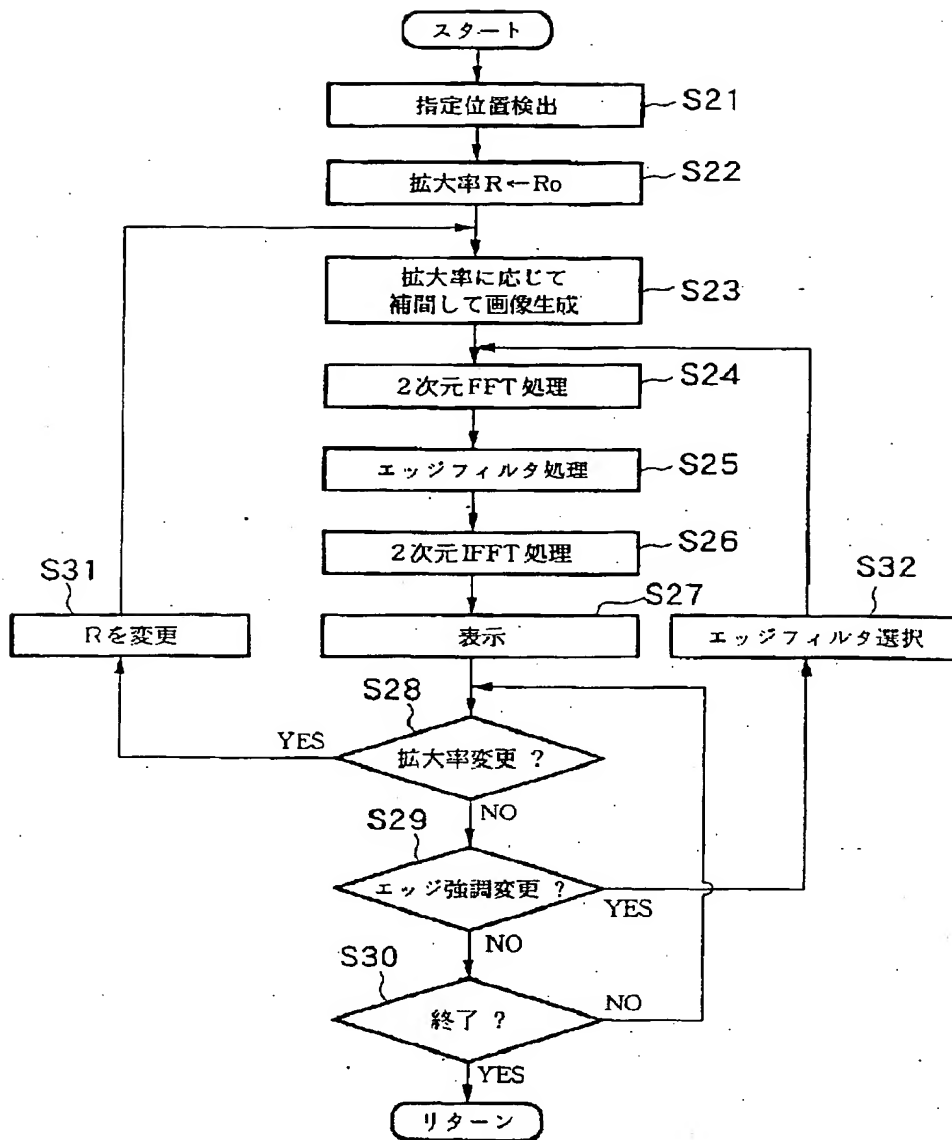
【图 1】



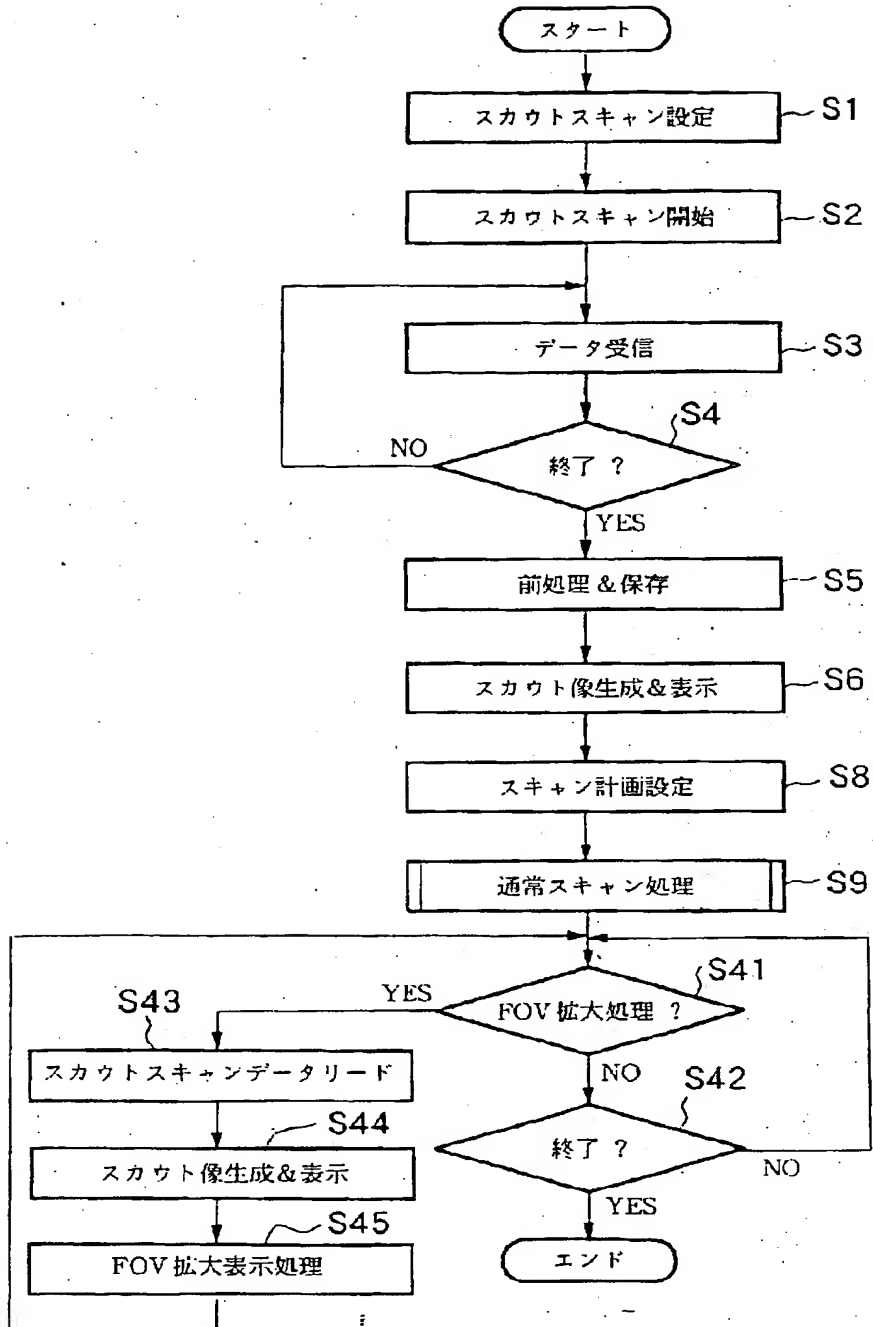
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 貫井 正健
東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社
内

(72)発明者 竹内 昌平
東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社
内
Fターム(参考) 4C093 AA22 CA02 EC33 FD05 FF13
FF27 FG05